

**AUTOMATISCHE UNBLUTIGE
BLUTDRUCKMESSUNG IM
NEUGEBORENEN- UND SÄUGLINGSALTER**

Thomas Angerpointner

1974

Aus der Kinderchirurgischen Klinik der Universitäts-Kinderklinik
München im Dr. Von Haunerschen Kinderspital
Direktor: Prof. Dr. W. Ch. Hecker

AUTOMATISCHE UNBLUTIGE BLUTDRUCKMESSUNG IM
NEUGEBORENEN- UND SÄUGLINGESALTER

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Thomas Angerpointner
aus München



Referent: Priv.-Doz. Dr. G. Hollmann

Korreferent: Prof. Dr. K. Bühlmeier

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 23.7.1974

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
I EINLEITUNG	1
II METHODIK	4
A Methode RIVA - ROCCI - KOROTKOFF.	4
B "INFRATON-TENSIOMAT F I B 3"	6
C Untersuchungsanordnung und -durchführung.	11
D Einfluß der Manschettenbreite auf das Meß- ergebnis.	12
III ERGEBNISSE	17
A Auswertung.	17
B Statistik:	21
1. Prüfung der Ergebnisse mit dem Rangtest nach WILCOXON.	21
2. Klassifizierung der Manschetten.	24
3. Zuordnung der Manschettenbreiten zu vorge- gebenen Armumfängen.	28
C Einfluß der Verstärkung auf die Meßgenauigkeit.	31
IV DISKUSSION	34
V ZUSAMMENFASSUNG	42
VI LITERATURVERZEICHNIS	44
VII LEBENSLAUF	55



Digitized by the Internet Archive
in 2026

I EINLEITUNG

Trotz des technischen Fortschrittes ist die unblutige Blutdruckmessung im Neugeborenen- und Säuglingsalter heute noch nicht zu einer Routinemethode geworden. Über Stunden dauernde Operationen werden bei Neugeborenen immer noch ohne Blutdruckkontrolle durchgeführt. Ebenso wird bei der postoperativen Intensivüberwachung bei Neugeborenen und Säuglingen der Blutdruck meist nicht berücksichtigt. Dies ist gerade in dieser frühen Lebensperiode umso bedenklicher, als der Blutdruck, der bei Neugeborenen und Säuglingen zwischen 60 und 90 mm Hg liegt, instabiler ist als beim Erwachsenen. Ein Blutdruckabfall von 20 bis 40 mm Hg wirkt sich hier viel gravierender aus als im späteren Lebensalter. Deshalb müßte gerade bei Neugeborenen und Säuglingen ein Blutdruckabfall früh und zuverlässig erkannt werden (1, 7, 24, 35, 40, 58, 76, 83).

Die sicherste und zuverlässigste Methode, den Blutdruck zu bestimmen, ist die blutige Messung über einen Arterienkatheter mitgeschlossenem Druckwandler. Diese Methode ist wegen der damit verbundenen Risiken, insbesondere der Infektion, wegen der zeitlichen Begrenzung der Meßdauer und wegen des hohen technischen Aufwandes routinemäßig nicht durchführbar.

Deshalb wurde schon früh nach Mitteln und Wegen gesucht, den Blutdruck unblutig zu messen.

Bereits 1860 stellte E. J. MAREY in Paris den ersten unblutigen Blutdruckmeßapparat, den "SPHYGMOGRAPH", vor (61). 1896 folgte die Methode von RIVA-ROCCI, die mit der Modifikation nach KOROTKOFF (1905) noch heute die wichtigste Routinemethode zur unblutigen Blutdruckmessung darstellt (46, 72). 1906 wurde von BINGEL die erste elektrische Registriereinrichtung vorgestellt (8). Als erste wichtige Arbeit in der Pädiatrie auf diesem Gebiet veröffentlichte SEITZ 1920 seine systematischen Blutdruckuntersuchungen bei Neugeborenen nach der Methode RIVA-ROCCI-KOROTKOFF (76).

1941 wurden von RAGAN und BORDLEY die ersten unblutigen Blutdruckmessungen mit einem Mikrophon, das die KOROTKOFF-Töne aufnahm, durchgeführt (68).

Bis zum Jahr 1941 wurden alle unblutigen Blutdruckmessungen an

Neugeborenen und Säuglingen mit der Auskultationsmethode nach RIVA-ROCCI-KOROTKOFF ausgeführt. Die Anwendung dieser Methode ist aber gerade in diesem Lebensalter mit erheblichen Schwierigkeiten verbunden, auf die später noch ausführlich eingegangen wird. Daher begann man vor ungefähr 25 Jahren intensiver nach zuverlässigen Methoden zur unblutigen Blutdruckmessung im frühen Kindesalter zu suchen.

In diesen 25 Jahren sind mehrere Methoden entwickelt worden, von denen die wichtigsten kurz erwähnt seien:

- | | |
|-------------------------|---|
| 1952 GOLDRING: | die Flush-Methode
(24, 27, 28, 64, 65, 71, 80) |
| 1952 BOUCKE, BRECHT: | die Infraton-Methode
(10, 11, 12, 13, 23) |
| 1955 SCHAFFER: | die Impedanz-Plethysmographie
(75) |
| 1967 LANG: | die elektrooszillographische Methode
(49, 50, 51, 52, 53, 54, 55, 56, 57,
58, 59, 60) |
| 1967 KEMMERER, STEGALL: | die Ultraschall-Doppler Methode
(9, 32, 34, 37, 62, 79, 81, 82) |

Weiter seien noch erwähnt:

die Pelotten-Methode nach MOBERG (33), der Xylol-Puls-Indikator nach ASHWORTH (3), die Kristall-Mikrophon-Methode nach BALL (4), der "Mercury-In-Rubber" strain gauge nach CELANDER (17), die photoelektrische Methode nach GATI (26), das Phonendoskop nach HEGYI (31), das Oxymer-Gerät nach KAMARAS (36), den "Automatic-Recorder" nach GUPTA (29) und die Widerstandsänderungsmessung mit der Wheatstone-Brücke nach LEVISON (60).

Bemerkenswert ist, daß alle aufgeführten Methoden, mit Ausnahme der Pelotten-Methode nach MOBERG, die Stauung des Blutstromes durch eine aufblasbare Manschette und das Durchschlagen der ersten

Pulsstelle als Druckindikator zum Grundprinzip haben.

Daß sich keine dieser Methoden bis heute in die routinemäßige Blutdruckmessung im frühen Kindesalter einführen konnte, ist unserer Ansicht nach einerseits auf die teilweise sehr komplizierte Bedienung der Geräte, andererseits auf die bei einigen Methoden beträchtliche Meßgenauigkeit zurückzuführen.

Eine in der Routine anwendbare unblutige Blutdruckmeßmethode muß nach LANG folgende Kriterien erfüllen (58):

1. einfache Anwendung,
2. hohe Meßgenauigkeit,
3. hohe Empfindlichkeit der Methode,
4. geringe Irritation des Patienten,
5. schnelle Durchführbarkeit der Messungen.

Wir haben in den letzten 2 Jahren den "INFRATON-TENSIOMAT F I B 3" der Firma BOUCKE/Tübingen auf seine Brauchbarkeit für die unblutige Blutdruckmessung im frühen Kindesalter geprüft. In dieser Arbeit soll die Methode, nach der dieses Gerät arbeitet, dargelegt und untersucht werden, ob es den von LANG aufgestellten Maximen gerecht wird und somit zur routinemäßigen unblutigen Blutdruckmessung in der Pädiatrie und Kinderchirurgie eingesetzt werden kann.

II METHODIK

A. Die Methode RIVA-ROCCI-KOROTKOFF

Das heute für die routinemäßige unblutige Blutdruckmessung am häufigsten angewandte Verfahren ist die Methode nach RIVA-ROCCI-KOROTKOFF.

Diese Methode beruht auf dem physikalischen Prinzip, daß eine laminare Strömung in einem Rohr in eine turbulente übergeht, wenn das Rohr von außen komprimiert wird. Hierbei erhöht sich die Geschwindigkeit der strömenden Flüssigkeit nach der Kontinuitätsbedingung:

$$F \times v = \text{const}$$

(F = durchströmte Fläche, v = Geschwindigkeit der strömenden Flüssigkeit), da die durchströmte Fläche kleiner wird. Die Reynoldssche Zahl, die angibt, wann eine laminare Strömung in eine turbulente übergeht, wird überschritten.

$$R = \frac{\rho \times l \times v}{\eta}$$

(R = Reynoldssche Zahl, ρ = spezifische Dichte, l = Länge des Rohres, v = Strömungsgeschwindigkeit, η = Viskosität)

Bei der Blutdruckmessung stellt die Arterie, die komprimiert wird, das Rohr, das Blut die strömende Flüssigkeit dar. Nach SIEGENTHALER liegt die Reynoldssche Zahl bei 1000, bei Stenosen aber wesentlich tiefer, so daß bei Arterienkompression dementsprechend schnell Turbulenzen auftreten (77). Diese Turbulenzen verursachen Wirbelgeräusche, die mit dem Stethoskop wahrgenommen werden können.

Bei der Blutdruckmessung nach RIVA-ROCCI-KOROTKOFF dient eine pneumatische Manschette, die um den Oberarm angelegt wird, als Kompressor. Die Manschette - mit einem Quecksilbermanometer verbunden - wird auf übersystolische Werte aufgepumpt. Dann wird

der Druck langsam wieder reduziert. Kommt der Punkt, an dem der Manschettendruck und der Gefäßinnendruck, der durch die systolische Auswurfarbeit des Herzens hervorgerufen wird, gleich werden, so schlägt die erste Pulswelle durch die künstlich gesetzte Stenose. Durch die Turbulenz entsteht, wie oben ausgeführt, ein Wirbelgeräusch, das mit dem Stethoskop über der distalen Arteria brachialis abgehört wird. Das erste Pochen im Stethoskop gibt also den systolischen Blutdruckwert an.

Da der Manschettendruck weiter absinkt, ist das Herz in der Lage, bei jedem Schlag die Stenose zu überwinden. Das Pochen im Stethoskop setzt sich deshalb fort und wird stärker. Alle diese Turbulenzgeräusche liegen über dem diastolischen Druck, da das Herz die Stenose überwinden und daher einen überdiastolischen Druck aufbringen muß. Das Pochen wird bei weiter abnehmendem Manschettendruck leiser und verschwindet schließlich ganz, was heißt, daß keine Turbulenzen mehr auftreten und der Blutstrom keine Stenose mehr überwinden muß. Dieser Punkt, an dem die turbulente Strömung wieder in die laminare übergeht, entspricht dem diastolischen Druck. Der Stand der Quecksilbersäule zum Zeitpunkt des letzten Pochgeräusches im Stethoskop gibt den diastolischen Blutdruckwert an.

Aufgrund ihrer Einfachheit der Durchführung und ihrer relativ hohen Meßgenauigkeit hat sich die Methode nach RIVA-ROCCI-KOROTKOFF in der Erwachsenenmedizin durchgesetzt. Speziell für das frühe Kindesalter wird jedoch - wie in der Einleitung ausgeführt - seit einigen Jahren intensiv nach einem zuverlässigen unblutigen Blutdruckmeßverfahren gesucht.

Der Grund ist darin zu suchen, daß die Messung des Blutdruckes nach RIVA-ROCCI-KOROTKOFF bei Neugeborenen und Säuglingen nicht oder nur mit großen Vorbehalten eingesetzt werden kann. Die KOROTKOFF-Töne sind bei Kleinkindern so leise, daß - wie LANG treffend beschreibt - nur ein geübtes Gehör bei voller Konzentration und völlig ruhiger Umgebung in der Lage ist, einigermaßen genaue Blutdruckmessungen mit dem Stethoskop durchzuführen (55). Es besteht also die absolute Notwendigkeit, zuverlässige unblutige Blut-

druckmeßverfahren bei Neugeborenen und Säuglingen zu finden, um endlich auch die routinemäßige unblutige Blutdruckmessung in der frühesten Lebensperiode für die prä-, per- und postoperative sowie die pädiatrische Intensivüberwachung einzuführen.

B. Der "INFRATON-TENSIOMAT F I B 3"

Die Arbeitsweise des "INFRATON-TENSIOMAT F I B 3" basiert auf der bekannten Auskultation der KOROTKOFF-Töne mit dem Stethoskop nach der Methode RIVA-ROCCI-KOROTKOFF. Da aber die KOROTKOFF-Töne bei Neugeborenen und Säuglingen mit dem Stethoskop nur außerordentlich schwer zu hören sind, entwickelten BOUCKE und BRECHT 1952 ein Körperschallmikrophon, welches das Stethoskop ersetzen sollte (10, 11, 12, 13).

KEUTH veröffentlichte bereits 1955 eine methodische Studie über die unblutige Blutdruckmessung bei Säuglingen mit dem Infraton-Mikrophon nach BOUCKE-BRECHT (39, 40). Auch in den Vereinigten Staaten wurden Ende der fünfziger Jahre Untersuchungen mit diesem Mikrophon durchgeführt (23, 63). Die Ergebnisse waren damals aufgrund technischer Mängel unbefriedigend.

In der Zwischenzeit wurde die Empfindlichkeit des Infraton-Mikrophons erheblich gesteigert und die Dimensionierung an kindliche Verhältnisse angepaßt. Wurde von BOUCKE, BRECHT und KEUTH zur Registrierung noch ein EKG-Schreiber benutzt, so ist der "INFRATON-TENSIOMAT F I B 3" mit der neu entwickelten Registriereinrichtung ein eigenständiges Gerät.

Der "INFRATON-TENSIOMAT F I B 3" besteht im wesentlichen aus drei Baugruppen:

- dem Druckregulator mit Pumpe und eingebautem Quecksilbermanometer zur Steuerung des Manschettendrucks,
- dem Mikrophonteil mit elektronischem Verstärker,
- der 2-Kanal-Registriereinrichtung.

Druckregulator und Mikrophonteil arbeiten völlig unabhängig voneinander, ergänzen sich aber in der Registriereinrichtung zu einem gut ablesbaren Meßergebnis.

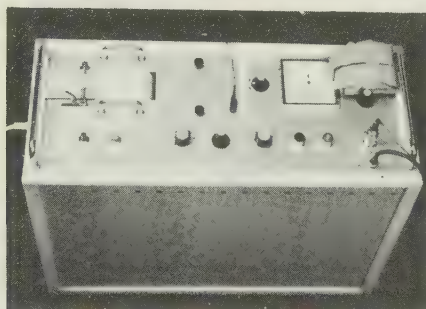


Abb. 1: der "Infraton-Tensiomat FIB 3": Ansicht von oben auf die Armaturentafel: links oben Registriereinrichtung; der rote schmale Gegenstand in der Mitte ist das Mikrophon; rechts oben Druckmanometer und daneben zusammengewickelte Manschette; an der Vorderkante Bedienungs- und Einstellknöpfe.

Das Mikrophon ist ein Körperschallmikrophon mit einem stabförmigen, mechanisch-elektrischen Wandler, der auf eine Membran aufgeklebt ist. Die Körperschallwellen treffen auf die Membran auf und deformieren sie. Dadurch wird auch der piezoelektrische Wandler deformiert, was zu einer Potentialdifferenz zwischen zwei gegenüberliegenden Wandlerflächen führt. Diese Potentialdifferenz wird von zwei Ableiterelektroden aufgenommen und als Stromstoß einem Verstärker zugeführt. Auf diese Weise werden die KOROTKOFF-Töne in elektrische Stromstöße umgewandelt. Das ganze System ist so abgestimmt, daß im interessierenden Frequenzbereich, dem Frequenzbereich der KOROTKOFF-Töne, maximale Empfindlichkeit besteht.

Die empfindlichen Mikrophon-Teile sind ganz in eine flexible Kunststoffmasse eingebettet. Die äußeren Abmessungen sind 10 x 22 x 4 mm. Somit verbindet sich hohe Empfindlichkeit mit der für kindliche Ver-

hältnisse notwendigen Kompaktheit und großer Strapazierfähigkeit.

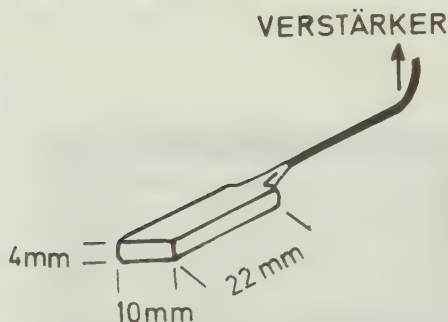


Abb. 2: äußere Form und Abmessungen des Mikrophons.

Das Mikrophon wird über der distalen Arteria brachialis fixiert. Sehr wichtig ist dabei die sorgfältige Palpation der Arterie und das genaue Fixieren des Mikrophons über der Stelle der am besten zu palpierenden Pulsation. Es muß darauf geachtet werden, daß das fixierte Mikrophon beim Anlegen der Manschette nicht verschoben wird. Das Mikrophon hat die Aufgabe, analog dem Stethoskop beim Erwachsenen die KOROTKOFF-Töne aufzunehmen und diese in elektrische Impulse umzuwandeln. Diese Impulse werden von einem Verstärker, den man durch stufenlose Regulierung an die individuellen Verhältnisse bei jedem Kind anpassen kann, verstärkt und zum Kanal 1 der Registrierung weitergeleitet.

Das Mikrophon am Oberarm muß vom unteren Rand der pneumatischen Manschette überdeckt werden. Diese Lage ist wichtig zur Vermeidung von Meßfehlern. Wird das Mikrophon zu sehr von der Manschette überdeckt, dann liegt es zu nahe an der Manschettenmitte, der Stelle der höchsten Druckentwicklung. Hier kann es zusätzlich als Kompressor wirken und die Arterie länger stenosieren; dadurch werden zu niedrige Druckwerte gemessen. Ebenso ist es wichtig, daß die Manschette straff um den Oberarm angelegt wird, da sich bei lockerer Manschette der Druck im losen Manschettengewebe ver-

lieren würde und nicht direkt auf den Arm übertragen werden könnte. Dadurch werden zu hohe Drucke gemessen.

SCHEMA DER VERSUCHSANORDNUNG

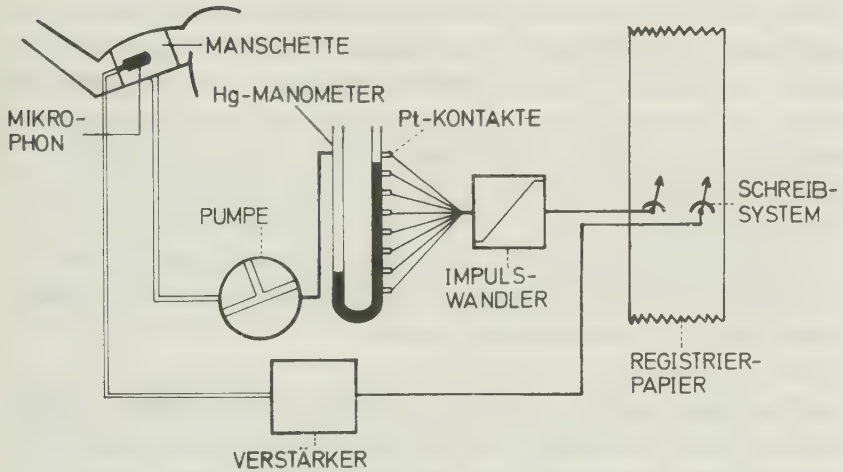


Abb. 3: Schema der Funktion und des Aufbaues des "Infraton-Tensiomat FIB 3".

An einem Vorwahlschalter auf der Armaturentafel des Gerätes kann der übersystolische Druck, bis zu dem die Manschette aufgepumpt werden soll, eingestellt werden (bis zu 300 mmHg). Ein eingebautes U-Rohr-Quecksilbermanometer kontrolliert den Manschettendruck. Der Druckregulator pumpt die Manschette bis zum vorgewählten Druck auf und läßt ebenfalls automatisch dann langsam die Luft aus der Manschette entweichen. Gleichzeitig schaltet sich die Registrier-einrichtung ein. In das Steigrohr des Quecksilbermanometers sind Platinkontakte eingelassen und zwar in 20 mmHg -Abständen oberhalb 130 mmHg und in 10 mmHg-Abständen unter 130 mmHg. Passiert nun die fallende Quecksilbersäule diese Platinkontakte, entstehen Impulse, die über einen Impulswandler zum Kanal 2 der Registrier-einrichtung geleitet werden und dort als Druckmarken erscheinen.

An dieser Stelle sei erwähnt, daß BINGEL bereits 1906 eine elektrische Registriereinrichtung mit in einem Glassteigrohr eingeschmolzenen Platinkontakten entwickelt hat (8).

Schlägt in der gestauten Arterie die erste Pulswelle durch, so erscheint auf dem Kanal 1 der Registriereinrichtung der erste Ausschlag, der dem systolischen Blutdruck entspricht. Durch die auf dem Kanal 2 mitregistrierten Druckmarken kann die Höhe des systolischen Druckes exakt abgelesen werden. Während der Druck in der Manschette weiter abfällt, werden die Ausschläge auf dem Registrierpapier größer, erreichen ein Maximum, werden wieder kleiner und verschwinden schließlich. Der letzte Ausschlag bezeichnet den diastolischen Blutdruck. Diese Art der Blutdruckregistrierung ist der akustischen Registrierung mit dem Stethoskop streng analog. Nur nach dieser Methode kann sowohl der systolische als auch der diastolische Blutdruck exakt gemessen werden

(Siehe Abb. 4)

Das Gerät kann wahlweise halb- und vollautomatisch arbeiten. Wählt man den halbautomatischen Betrieb, so wird jeder Meßvorgang manuell durch Knopfdruck gestartet. Der weitere Ablauf erfolgt dann vollautomatisch. Für den vollautomatischen Betrieb befindet sich ein Zeitschalter auf der Armaturentafel, den man stufenweise von 3 Minuten bis zu 1 Stunde einstellen kann. Das Gerät schaltet sich jeweils nach Ablauf des gewählten Zeitintervalls automatisch ein und führt eine Messung durch.

Registrierbeispiel

(schematische Darstellung)

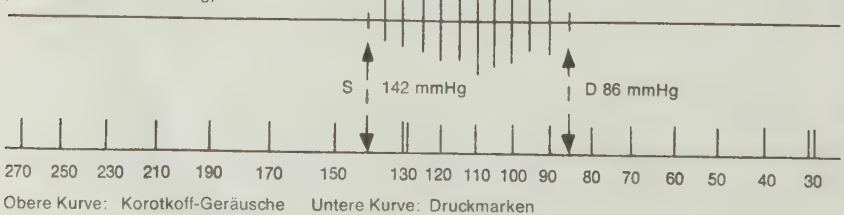


Abb. 4: Registrierbeispiel.

C. Untersuchungsanordnung und -durchführung.

Um die Brauchbarkeit einer Methode zur unblutigen Blutdruckmessung zu prüfen, ist der direkte Vergleich mit der blutigen Messung notwendig.

Bei 36 Kindern im Alter von 1 Tag bis zu 11 Jahren, bei denen große chirurgische Eingriffe vorgenommen werden mußten, wurden simultane blutig-unblutige Blutdruckmessungen durchgeführt.

Zur blutigen Messung wird ein Venae-Sectio-Katheter der Größe 2 (Fa. BRAUN-MELSUNGEN) in eine Arteria radialis eingeführt und bis in Höhe der distalen Arteria brachialis vorgeschoben. Die Lage der Katheterspitze an dieser Stelle ist besonders wichtig, da am kontralateralen Arm über der distalen Arteria brachialis das Körperschallmikrophon fixiert wird.

Über einen Dreivegehahn ist der Katheter mit einem Transducer (STATHAM P 23 Db; Fa. HATO REY, Puerto Rico) und einem Perfusor (PERFUSOR 5002; Fa. INFORS AG, Basel) verbunden. Durch eine minimale Katheterperfusion mit 5 %iger Glucose werden Obstruktionen durch Blutgerinnsel verhindert. Der STATHAM-Transducer wandelt die ankommenden Druckwellen in elektrische Impulse um und leitet sie einem Druckmonitor (Elektromanometer und Separator, U-Kanal-Oszilloskop; Fa. SIEMENS, Erlangen) zu. An diesem Monitor werden der systolische, der diastolische und der arterielle Mitteldruck abgelesen. Die Druckkurve wird neben dem EKG auf einem Scope dargestellt (U-KANAL-OSZILLOSKOP; Fa. SIEMENS, Erlangen). Dadurch sind Obstruktionen durch falsche Katheterlage oder durch Blutgerinnsel sofort zu erkennen und zu korrigieren. (Siehe Abb. 5)

Für die blutige Messung des Blutdruckes wird der andere Arm des Kindes in gestreckter und etwas abduzierter Stellung fixiert. Dabei muß beachtet werden, daß die Meßstelle in Herzhöhe liegt. Über der distalen Arteria brachialis wird das Körperschallmikrophon aufgelegt und proximal davon die Blutdruckmanschette um den Arm gewickelt, so daß der untere Manschettenrand das Mikrophon überdeckt.

Manschetten-Druckschlauch und Mikrofonkabel führen zum "INFRATON-TENSIOMAT F I B 3".

Um eine exakte Simultanmessung des unblutigen und des blutigen Druckes zu erhalten, wird der blutige Druck genau in dem Augenblick abgelesen, wo auf dem Registrierpapier des "INFRATON-TENSIOMAT" der erste Ausschlag erscheint, der dem systolischen Blutdruck entspricht. Analog wird mit der Ablesung des diastolischen Blutdrucks verfahren.

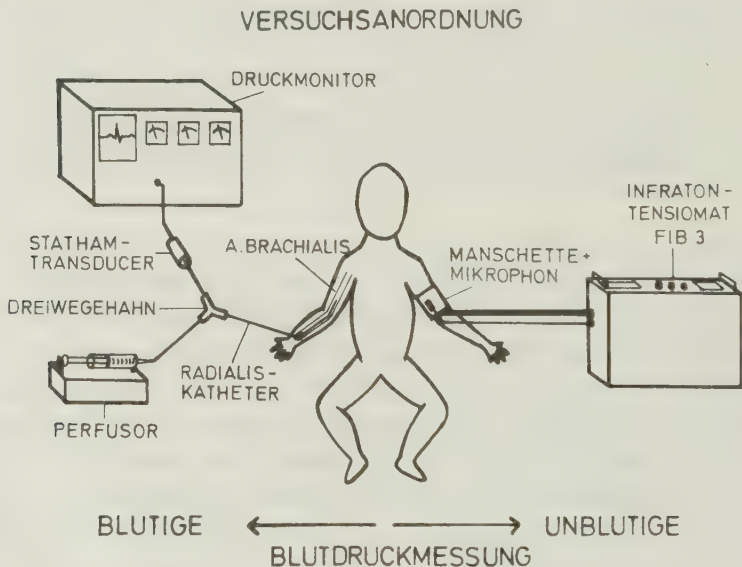


Abb. 5: Anordnung der blutigen und unblutigen Messung.

D. Der Einfluß der Manschettenbreite

Bei jedem Patienten wird ein Manschettensatz mit 9 verschiedenen Manschettenbreiten, von 2 cm bis 10 cm, durchgemessen. In aufsteigender Reihenfolge werden mit jeder Manschettenbreite 10 unblutig-blutige Simultanmessungen durchgeführt. Jede Untersuchung an einem Patienten besteht somit aus 90 Einzelmessungen.

Die Höhe des unblutigen Meßergebnisses wird entscheidend beeinflußt durch das Verhältnis Oberarmumfang-Manschettenbreite. Das physikalische Prinzip dieser Abhängigkeit sei kurz dargelegt.

Der Druck der aufgepumpten Manschette verteilt sich nicht gleichmäßig auf das darunterliegende Gewebe. Die Kompression des Gewebes und somit der Arterie ist an den Rändern der Manschette am geringsten; sie nimmt kontinuierlich zur Mitte der Manschette zu und ist unter der Manschettensmitte am stärksten. Der Manschettendruck verteilt sich also in Form eines Druckkegels auf das darunterliegende Gewebe. Dadurch ist die Arterie über eine bestimmte Länge maximal komprimiert. Die Pulswelle schlägt gegen diese Stenose an und überwindet sie schließlich, wenn der Manschettendruck abgelassen wird und unter den systolischen Wert sinkt.

Die Breite und somit die Tiefe des Druckkegels hängt von der Manschettenbreite ab. Der Winkel (siehe Abb. 6, 7, 8) wird beeinflußt von den Eigenschaften des Gewebes, um das die Manschette gewickelt ist. Er bleibt also konstant, wenn man an demselben Arm verschiedene Manschettenbreiten anlegt.

Ist eine Manschette sehr schmal, so erreicht bei einem definierten Druck x der Druckkegel die Arterie nicht. Das Gefäß wird nicht komprimiert. Um eine Kompression zu erreichen, muß der Manschettendruck über den definierten Druck x hinaus erhöht werden. Das bedeutet, daß bei Dekompression systolisch sehr hohe Blutdruckwerte am Manometer des unblutigen Meßgerätes abgelesen werden. (Abb. 6)

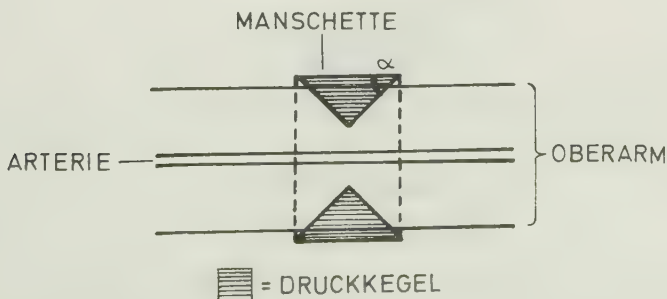


Abb. 6: Manschettendruck bei sehr schmaler Manschette.

Ist umgekehrt eine Manschette sehr breit, erreicht der Druckkegel bei definiertem Druck x die Arterie schon viel früher, d. h. es muß zur Gefäßkompression ein wesentlich niedrigerer Druck aufgewendet werden als im obigen Fall. Man liest also einen tiefen systolischen Blutdruck (bei gleichem Armumfang wie im obigen Fall!) ab.

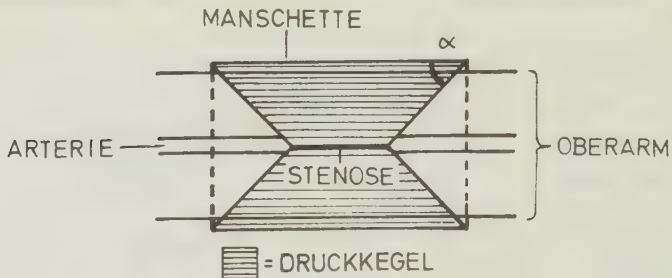


Abb. 7: Manschettendruck bei sehr breiter Manschette.

Zwischen diesen Extremen gibt es eine Manschettenbreite, bei der sich die Spitzen der Druckkegel (bei definiertem Druck x) in einem Schnittpunkt berühren und die Arterie nur an einer Stelle komprimieren. Hier entspricht der aufgewendete Druck x genau dem nötigen Kompressionsdruck: in diesem Fall werden richtige Blutdruckwerte abgelesen.

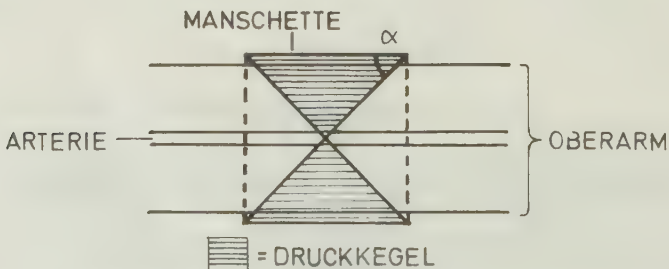


Abb. 8: Manschettendruck bei optimaler Manschettenbreite.

Der von uns verwendete Manschettentyp besteht aus einem Gummi-Inlay, das über einen Druckschlauch mit dem Druckregulator des Gerätes verbunden ist. Das Inlay ist in eine Hülle aus wenig dehnbarem Textil-Gewebe, das auf der Außenseite mit Kunststoffbeschichtet ist, eingenäht. Die Manschette wird um den Arm gelegt, mit dem Wickelstück, das ein- bis zweimal um den Arm gewickelt wird, fest angezogen und mit einer Halteklammer geschlossen.

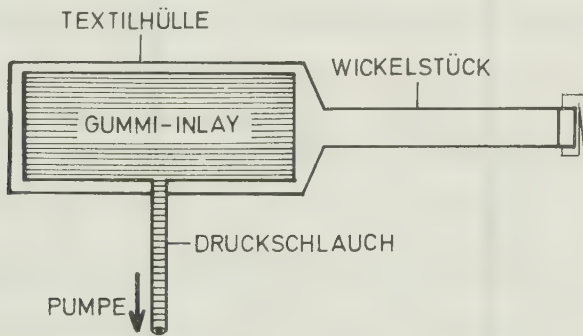


Abb. 9: Schema der Manschette.

Die Maße des 9teiligen Manschettensatzes sind in Tabelle 1 aufgeführt.

MANSCHET- TEN- NR.	INLAY		GESAMT- LÄNGE(cm)
	BREITE(cm)	LÄNGE	
I	2	15	39
II	3	16	41
III	4	17	44
IV	5	19	46
V	6	20	49
VI	7	21	52
VII	8	22	55
VIII	9	24	58
IX	10	26	65

Tabelle 1: Manschettenmaße

III ERGEBNISSE

A. Auswertung

Von den 36 durchgeführten Untersuchungen konnten 5 Untersuchungen infolge technischer Störungen nicht ausgewertet werden. Dabei handelte es sich in 3 Fällen um stark unruhige Kinder und in 2 Fällen war der Druck-Monitor für die blutige Messung defekt.

Von den 36 untersuchten Fällen bleiben deshalb nur noch 31 zur Auswertung.

Zur statistischen Auswertung werden die blutigen Blutdruckwerte zum Vergleich mit den unblutigen Werten noch während der Untersuchung in Tabellen eingetragen.

Die blutigen und die unblutigen Werte jedes Versuches werden zur direkten optischen Kontrolle in graphische Darstellungen übertragen. Abb. 10 zeigt als Beispiel die Untersuchung Nr. 19. In dieser Abbildung sind auf den Abszissen die Anzahlen der Einzelmessungen (n ; jeweils 10/Manschette), auf den Ordinaten die gemessenen Blutdruckwerte (mmHg) aufgetragen. Die durchgezogene Linie stellt die unblutig gemessenen Systolen, die gekreuzte Linie die blutig gemessenen Systolen dar. Die gestrichelte und die gepunktete Linie geben die unblutige beziehungsweise die blutige Diastole an.

Diese Untersuchung wurde an einem 12 Monate alten Knaben durchgeführt. Der Oberarmumfang betrug 16 cm; Ernährungszustand und Entwicklung waren normal. Man sieht die sehr starke Überhöhung der unblutigen Blutdruckwerte gegenüber den blutigen bei den schmalen Manschettenbreiten. Mit wachsender Manschettenbreite nähern sich die unblutigen Werte den blutigen an und stimmen bei der Manschette VII (= 80 cm breit) praktisch mit ihnen überein. Bei den Manschetten VIII und IX liegen die unblutigen Blutdruckwerte unter den blutigen.

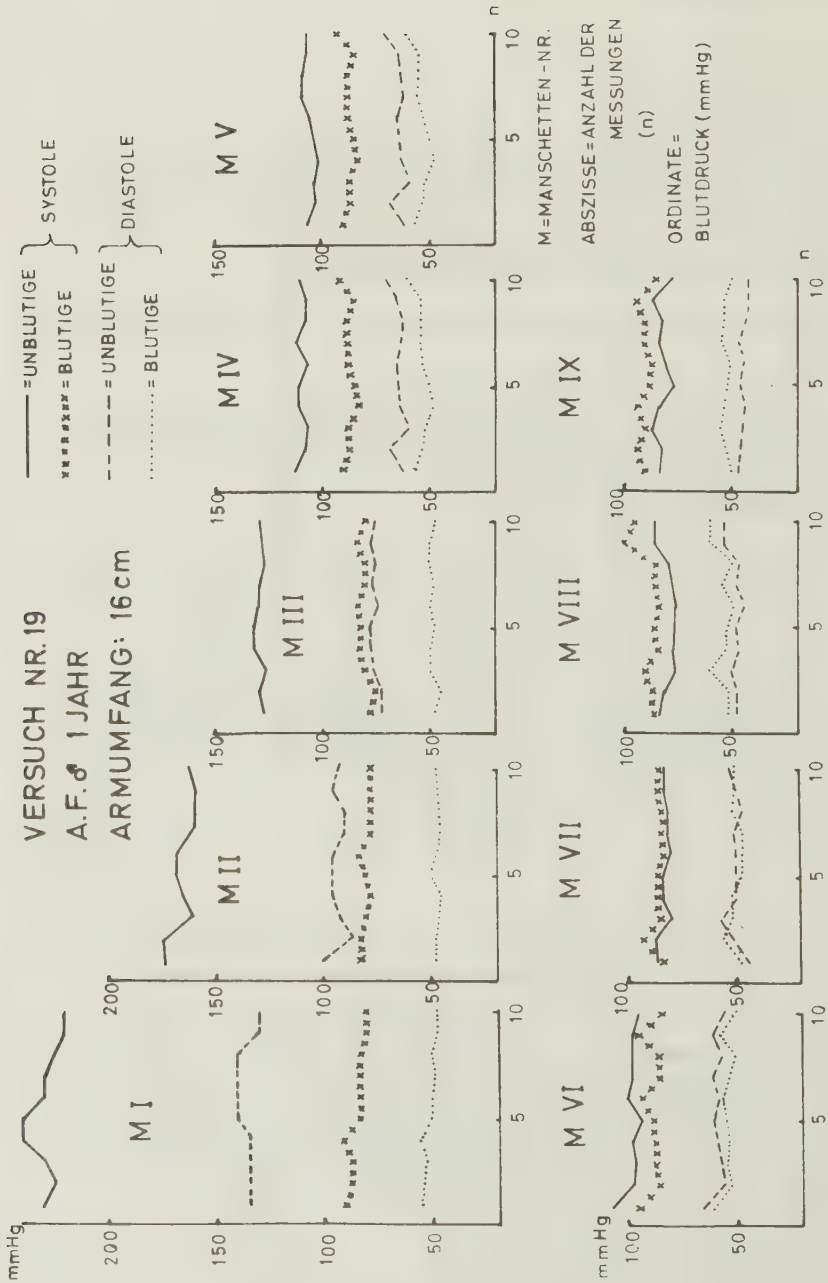


Abb. 10: Graphische Darstellung der Untersuchung Nr. 19.

Von den übrigen 30 Untersuchungen werden in analoger Weise graphische Darstellungen angefertigt. Dadurch kann eine grobe Vorauswertung und -beurteilung vorgenommen werden.

Abbildung 11 zeigt die Abweichungen des unblutigen Druckes bei den einzelnen Manschettenbreiten vom absoluten, d. h. vom blutigen Druck. Als Beispiel dient wieder Untersuchung Nr. 19.

Der blutige Druck wird als Konstante eingesetzt. Von den jeweils 10 Messungen jeder Manschettenbreite wird die Differenz blutiger - unblutiger Druck errechnet und der Mittelwert gebildet. Die Zahlen auf der Abszisse stellen die Manschettenbreiten (cm) dar, die Zahlen auf der Ordinate die Differenzen (mmHg). Der Kurvenverlauf zeigt nach anfänglicher starker Überhöhung der unblutigen Blutdruckwerte gegenüber den blutigen eine schnelle Verminderung der Differenzen. Bei der 8 cm-Manschette wird die Differenz Null (vergleiche Abb. 10!) und bei den breiteren Manschetten wird sie negativ. Die Kurve hat die Form einer Hyperbel. Diese Form ist erklärbar aus der Tatsache, daß einerseits die Manschetten nicht beliebig schmal gemacht werden können (steiler Teil der Kurve) und andererseits die negative Differenz nicht beliebig groß werden kann, sondern einem Grenzwert zustrebt, weil die Armumfänge im Erwachsenenalter und somit die dazugehörigen Manschettenbreiten nicht beliebig groß werden können (flacher Teil der Kurve).

Der Schnittpunkt der Kurve mit der Nulllinie ergibt die optimale Manschettenbreite. Man kann Toleranzgrenzen aufstellen, die die Abweichung des unblutigen vom blutigen Druck limitieren, die akzeptiert werden soll. Für klinische Belange scheinen ± 10 mmHg maximale Abweichung tolerabel, da es in der Intensivmedizin weniger auf den absoluten Blutdruckwert ankommt, sondern mehr auf den Verlauf der Blutdruckkurve über längere Zeit. Für die statistische Auswertung jedoch tolerieren wir nur eine maximale Abweichung von ± 5 mmHg.

Die optimale Manschettenbreite ist bei dieser Untersuchung systolisch die 8 cm-Manschette mit einer mittleren Abweichung von $- 3$ mm Hg und diastolisch ebenfalls die 8 cm-Manschette mit einer mittleren Ab-

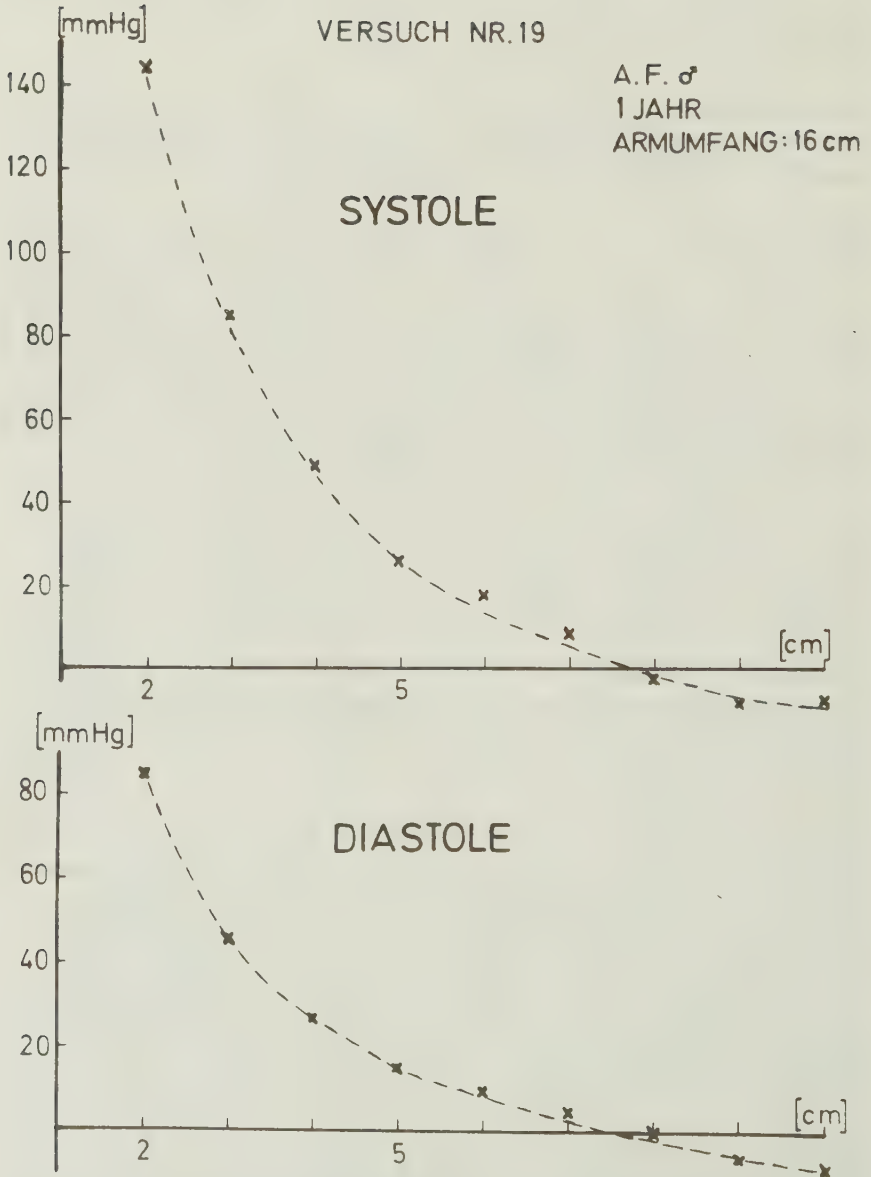


Abb. 11: absolute unblutig-blutige Differenzen in Abhängigkeit von der Manschettenbreite.

weichung von ± 0 mm Hg. Bei einer Toleranz von maximal ± 10 mm Hg kommen systolisch die 7 cm-, die 8 cm-, die 9 cm- und die 10 cm-Manschette in Frage, diastolisch die 6 cm-, die 7 cm-, die 8 cm-, die 9 cm- und die 10 cm-Manschette. Da Systole und Diastole aber gemeinsam zu beurteilen sind, limitieren die systolischen Ergebnisse die Zahl der in Frage kommenden Manschettenbreiten. Diese Form der graphischen Darstellung hat den Vorteil, daß auf einfache Weise sehr genau die optimalen und die innerhalb der Toleranzgrenzen liegenden Manschettenbreiten bestimmt werden können. Analog dieser Darstellung verlaufen die Kurven in den anderen Untersuchungen.

B. Statistik

Nach den Vorauswertungen mit den eben beschriebenen graphischen Darstellungen kann bereits erkannt werden, daß die Methode mit dem "INFRATON-TENSIOMAT FIB 3" unter Verwendung des 9teiligen Manschettensatzes in der Klinik anwendbar ist. Eine genaue und gesicherte Beurteilung jedoch ermöglicht erst die statistische Auswertung.

1. Prüfung der Ergebnisse mit dem Rangtest nach WILCOXON

Da bei den Untersuchungen unblutig-blutige Vergleichsmessungen durchgeführt werden, ist ein statistischer Test für Paardifferenzen notwendig. Wir wählen den Rangtest für Paardifferenzen nach WILCOXON (15, 20, 74). Mit diesem Test kann errechnet werden, wie hoch die Wahrscheinlichkeit der Verschiedenheit zweier Zahlenkolonnen, die miteinander verglichen werden sollen, ist. Es werden für jede Manschettenbreite, die in einer Untersuchung durchgemessen wurde, die 10 unblutigen systolischen gegen die blutigen und die 10 unblutigen diastolischen gegen die blutigen getestet.

Es ergeben sich dann für jeden Armumfang eine, bisweilen auch zwei Manschettenbreiten, bei denen die Wahrscheinlichkeit der Verschiedenheit der beiden Zahlenkolonnen am geringsten ist. Da der WILCOXON-Test die Paardifferenzen auf Verschiedenheit prüft, defi-

nieren wir die optimale Manschettenbreite als diejenige, die eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $> 10\%$ aufweist. Manschetten mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $> 5\%$ werden als tolerabel definiert. Bei den 31 ausgewerteten Untersuchungen können so für 31 verschiedene Armumfänge jeweils die Manschettenbreite mit der geringsten Verschiedenheit zwischen unblutiger und blutiger Messung ermittelt werden.

In der folgenden Tabelle 2 sind die Ergebnisse des WILCOXON-Testes dargestellt. Nach rechts sind die Untersuchungen mit den dazugehörigen Armumfängen aufgetragen, nach unten die Manschettenbreiten (cm). In die Kästchen sind nur die Manschettenbreiten, die bei dem jeweiligen Armumfang nach dem WILCOXON-Test Irrtumswahrscheinlichkeiten von $> 10\%$ und $> 5\%$ aufweisen. Diese Manschettenbreiten sind als optimal und als tolerabel definiert.

Wie zu ersehen ist, besteht eine lineare Abhängigkeit dieser als optimal und tolerabel definierten Manschettenbreiten vom Armumfang. Zwei Patienten dagegen fallen aus dieser Tabelle heraus, und zwar Patient Nr. 11 und Nr. 15. Bei Patient Nr. 11 zeigt die 2 cm-Manschette bei dem Armumfang von 14,5 cm die geringste Abweichung, bei Patient Nr. 15 die 5 cm-Manschette bei dem Armumfang von 16 cm. Wie in der Diskussion noch ausführlich dargelegt wird, spielen mehrere Faktoren bei dieser Methode der unblutigen Blutdruckmessung eine Rolle, unter anderem die Gewebekonsistenz des Oberarmes, um den die Manschette gewickelt ist. Bei Patient Nr. 11 handelt es sich um einen 3 3/4 Jahre alten Jungen, der extrem mager war und einen für dieses Alter sehr geringen Armumfang von 14,5 cm aufwies. Bei dem zweiten Fall handelt es sich um einen 1 3/4 Jahre alten Jungen, der sehr dick war und den für dieses Alter sehr umfangreichen Armumfang von 15 cm aufwies. Wenn extreme Ernährungsverhältnisse sowohl in Richtung hochgradige Adipositas als auch in Richtung Kachexie bestehen, kann es zu Fehlmessungen kommen. Obwohl in dem einen Fall ein sehr dünner und in dem anderen ein sehr dicker Arm vorliegt, sind in beiden Fällen die Manschetten mit der geringsten Abweichung schmäler als die Manschetten bei vergleichbaren Armumfängen. Es kann in der vorliegenden Arbeit keine qualitative Aussage

über die Beeinflußbarkeit des Meßergebnisses durch extreme Ernährungsverhältnisse gemacht werden, da die Anzahl von nur zwei Fällen einer Untersuchung und somit eine Beurteilung dieses Phänomens nicht erlaubt.

Deshalb werden diese beiden Fälle bei der weiteren Auswertung nicht mehr berücksichtigt.

Der WILCOXON-Test läßt nur eine Wahrscheinlichkeitsaussage zu. Man kann nur sehen, wie groß die Wahrscheinlichkeit der Gleichheit oder der Ungleichheit der durchgeführten Vergleichsmessungen ist.

Es wird gefunden, daß bei 31 untersuchten Patienten zu einem vorgegebenen Armumfang mindestens 1 Manschettenbreite gehört, bei der die unblutigen Blutdruckwerte nur gering von den blutigen abweichen. Es besteht eine lineare Abhängigkeit. In zwei Fällen, bei denen extreme Ernährungsverhältnisse vorliegen, wird die Linearität unterbrochen.

Der WILCOXON-Test bestätigt nur die Anwendbarkeit der Methode. Er macht keine quantitative Aussage über die Abweichung bei den einzelnen Manschetten. Man kann also mit diesem Test keine Klassifizierung der Manschetten vornehmen. Mit diesem Test ist nur bewiesen, daß die Methode zur unblutigen Blutdruckmessung nach RIVA-ROCCI-KOROTKOFF mit dem "Infraton-Tensiomat FIB 3" bei Neugeborenen und Säuglingen grundsätzlich anwendbar ist.

2. Klassifizierung der Manschetten

Durch die Herausnahme der Untersuchungen Nr. 11 und 15 bleiben 29 Untersuchungen zur Endauswertung.

Nachdem bewiesen ist, daß die hier beschriebene Methode der unblutigen Blutdruckmessung bei Neugeborenen und Säuglingen anwendbar ist, kann eine Klassifizierung der Manschetten vorgenommen werden.

Es erscheint eine Einteilung der Manschetten nach der Abweichung

der mit der jeweiligen Manschette gemessenen unblutigen Blutdruckwerte von den blutigen sinnvoll. Bei jedem Patienten werden bei jeder Manschette die absoluten Differenzen (mmHg) zwischen blutigem und unblutigem Druck errechnet und die Mittelwerte gebildet. Dann werden drei Gruppen aufgestellt:

- Gruppe I: sehr gute Übereinstimmung
- Gruppe II: tolerierbare Übereinstimmung
- Gruppe III: keine Übereinstimmung

In der Gruppe I darf die mittlere Abweichung des unblutigen Druckes vom blutigen nicht mehr als ± 5 mmHg betragen, in der Gruppe II nicht mehr als ± 10 mmHg. Diejenigen Manschetten, die mehr als ± 10 mmHg Differenz des unblutigen Druckes vom blutigen aufweisen, können nicht verwendet werden. Tabelle 3 zeigt die Klassifizierung der Manschetten nach der mittleren Abweichung von der blutigen Messung.

MANSCHETTEN-GRUPPE	MITTLERE ABWEICHUNG
I	$< \pm 5$ mmHg
II	$< \pm 10$ mmHg
III	$> \pm 10$ mmHg

Tabelle 3: Klassifizierung der Manschetten

Die Tabellen 4 und 5 zeigen das Ergebnis dieser Klassifizierung. Es sind wieder (vergleiche Tabelle 2) die verwendbaren Manschettenbreiten in Abhängigkeit vom Armumfang aufgetragen.

In Tabelle 4 sind nur die Manschettenbreiten der Gruppe I eingetragen. Es besteht eine große Ähnlichkeit mit der Tabelle 2, die die Ergebnisse des WILCOXON-Testes zeigt. Durch die Herausnahme der Untersuchungen Nr. 11 und Nr. 15 kommt die lineare Abhängigkeit der optimalen Manschettenbreiten vom Armumfang noch deut-

VERSUCH-NR.	3	21	2	26	24	9	23	10	12	17	25	8	13	16	28	14	35	18	32	29	34	20	19	21	22	30	27	36	33			
ARMUMFANG	8,5	8,5	9	9	9,5	10	5	11	11	11	12	12	12	12,5	13	13,5	14,5	15	15	15,5	16	16,5	17	18	19	20						
MANSCHETTEN- BREITE (cm)																																
2																																
3																																
4																																
5																																
6																																
7																																
8																																
9																																
10																																

Tabelle 4: Ergebnis der Klassifizierung mit den Manschetten der Gruppe I.
(n = 29)

VERSUCH-NR.	3	21	2	26	24	9	23	10	12	17	25	8	13	16	28	14	35	12	32	29	34	20	19	31	22	30	27	36	33	
ARMUMFANG	8	5	8,5	9	9	5	10	5	11	11	11	12	12	12	12	5	13	13	14	5	15	15	15,5	16	16	16,5	17	18	19	21
MANSCHETTEN- BREITE (cm)	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31
2																														
3																														
4																														
5																														
6																														
7																														
8																														
9																														
10																														

Tabelle 5: Ergebnis der Klassifizierung mit den Manschetten der Gruppen I und II. (n = 29)

licher zum Ausdruck.

Tabelle 5 zeigt die verwendbaren Manschettenbreiten in Abhängigkeit vom Armumfang bei einer Toleranz von $\leq \pm 10$ mmHg mittlerer Abweichung, also die Manschetten der Gruppen I und II zusammen. Auch hier ist die lineare Abhängigkeit der Manschettenbreiten vom Armumfang deutlich erkennbar; das Band ist aber infolge der erweiterten Toleranzgrenzen breiter geworden. Man wird natürlich immer versuchen, eine Manschette aus der Gruppe I zu verwenden. Aus der Tabelle 4 geht aber hervor, daß die jeweils am besten brauchbaren Manschetten bei den einzelnen Armumfängen etwas streuen, was wiederum aus dem Zusammenwirken der verschiedenen individuellen Faktoren zu erklären ist. Deshalb erscheint es ratsam, die Toleranzgrenze auf $\leq \pm 10$ mmHg mittlere Abweichung heraufzusetzen, da innerhalb dieser Grenzen in jedem Fall eine passende Manschette gefunden werden kann. Wie oben schon erwähnt, ist nicht so sehr der Absolut-Wert des Blutdruckes, sondern mehr der Verlauf von klinischem Interesse. Eine Verlaufsbeobachtung ist auch mit den Manschetten der Gruppe II einwandfrei möglich.

3. Zuordnung der Manschettenbreiten zu vorgegebenen Armumfängen

Für die weitere statistische Verarbeitung werden nur noch die Manschetten der Gruppe I verwendet. Wie schon aus den vorhergegangenen Tabellen ersichtlich, besteht eine lineare Abhängigkeit der Manschettenbreite vom Armumfang. Mit den Ergebnissen der Klassifizierung mit den Manschetten der Gruppe I läßt sich eine Regressionsgerade berechnen.

(Siehe Abbildung 12)

REGRESSIONSGERADE

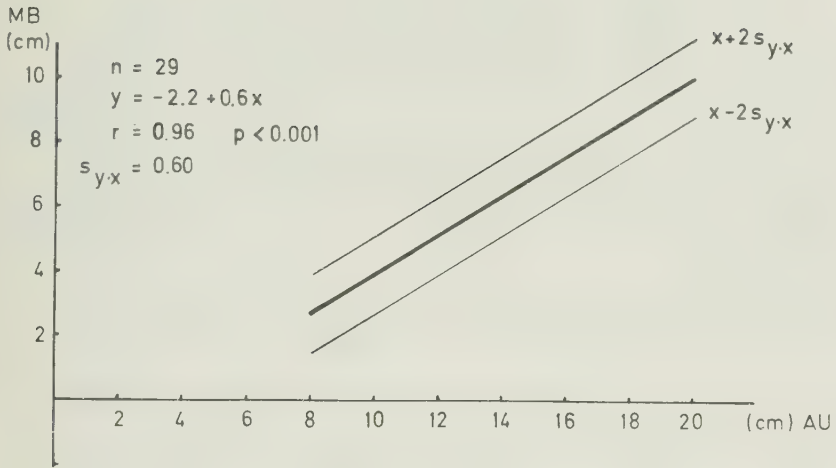


Abb. 12: Regressionsgerade. A U = Armumfang (cm);
M B = Manschettenbreite (cm); (n = 29);

Auf der Abszisse ist der Armumfang, auf der Ordinate die Manschettenbreite aufgetragen.

Gleichung der Geraden: $y = 2.2 + 0.6 x$

Die Gerade schneidet die y-Achse im Negativen. Dies ist dadurch zu erklären, daß der Armumfang der Kinder nicht beliebig gegen Null gehen kann; die untere Grenze des Armumfanges liegt bei den kleinsten Neugeborenen bei 7.5 bis 8 cm. Somit ist die schmalste zu verwendende Manschettenbreite die 2 cm-Manschette.

Aus dieser Regressionsgeraden ergibt sich ein Korrelationskoeffizient von 0.96 und somit eine Irrtumswahrscheinlichkeit von < 0.001 . Das bedeutet, daß Armumfang und Manschettenbreite (unter Verwendung der Manschetten der Gruppe I) so eng korreliert sind, daß eine Irrtumswahrscheinlichkeit von weniger als 1 ‰ gegeben ist. Es

kommt also in 1000 Messungen weniger als einmal vor, daß Armumfang und Manschettenbreite nicht korreliert sind.

Die zwei Parallelen zur Regressionsgeraden im Abstand von $x \pm 2 s_{y \cdot x}$ schließen den 95 %-Vertrauensbereich ein. Die Regressionsgerade stellt eine Ideallinie dar. Meßergebnisse, die von dieser Ideallinie abweichen, liegen in 95 von 100 Fällen innerhalb dieses 95 %-Vertrauensbereiches. Somit ergibt sich wiederum eine breitere Toleranzgrenze für die verwendbaren Manschetten, obwohl der Berechnung der Regressionsgeraden nur die Manschetten der Gruppe I zugrundeliegen.

Die folgende Tabelle berücksichtigt diese Berechnung und legt die Manschettenbreiten fest, die bei Armumfängen zwischen 8 cm und

AU (cm)	MB	
	GRUPPE I (cm)	$x \pm 2 s_{y \cdot x}$
8	3	2 - 4
9	3	2 - 4
10	4	3 - 5
11	4	4 - 5
12	5	4 - 6
13	6	5 - 7
14	6	5 - 7
15	7	6 - 8
16	8	7 - 8
17	8	7 - 9
18	9	8 - 10
19	9	9 - 10
20	10	9 - 10

Tabelle 6: verwendbare Manschetten bei Armumfängen zwischen 8 cm und 20 cm, A U = Armumfang; M B = Manschettenbreite;

20 cm verwendet werden müssen. Die Manschettenbreiten unter der Rubrik "Gruppe I" sind der Regressionsgeraden entnommen und stellen die Manschetten mit der größten Meßgenauigkeit bei einem vorgegebenen Armumfang dar. Da aber - wie die Tabellen Nr. 4 und Nr. 5 zeigen - durch die individuellen Faktoren eine gewisse Streuung innerhalb der gleichen Armumfänge vorliegt, können die Manschettenbreiten der Rubrik " $x \pm 2 s_{y \cdot x}$ " verwendet werden. Diese Manschetten, die innerhalb des 95 %-Vertrauensbereiches liegen, decken sich in etwa mit den Manschetten der Tabelle Nr. 5, die eine mittlere Abweichung von ± 10 mmHg vom blutigen Druck aufweisen. Diese Manschetten zeigen also eine im Hinblick auf klinische Belange ausreichende Meßgenauigkeit.

C. Der Einfluß der Verstärkung auf die Meßgenauigkeit

Der "INFRATON-TENSIOMAT FIB 3" besitzt einen Verstärker, der zwischen Mikrophon und Registriereinrichtung eingebaut ist. Damit ist es möglich, sehr leise KOROTKOFF-Töne zu verstärken, so daß gut ablesbare Ausschläge auf dem Registrierpapier erscheinen. Wir untersuchen, ob verschieden hohe Verstärkung einen Einfluß auf die Meßgenauigkeit hat.

Im Anschluß an eine Untersuchung wird noch einmal diejenige Manschette angelegt, die während der Simultanmessung die beste Übereinstimmung mit der blutigen Messung gezeigt hatte. Der Verstärker wird auf die Stufe Null gestellt, dann werden zwei Messungen durchgeführt. Wie zu erwarten, erscheinen auf dem Registrierpapier außer den Druckmarken keine Ausschläge; die Verstärkung ist zu schwach. Dann wird der Verstärker auf die Stufe 1 gestellt; auch hier erscheinen noch keine Ausschläge auf dem Registrierpapier. Ab der Stufe 2 sind anfangs etwas kleine, aber gut ablesbare Ausschläge zu sehen, die mit steigender Verstärkung größer werden. Ab der Stufe 8 sind keine Messungen mehr möglich, da bei so starker Verstärkung die Zeiger der Registriereinrichtung abbrechen würden.

Die Abbildung Nr. 13 zeigt als Beispiel die Prüfung des Verstärker-

einflusses auf die Meßgenauigkeit bei der Untersuchung Nr. 15.

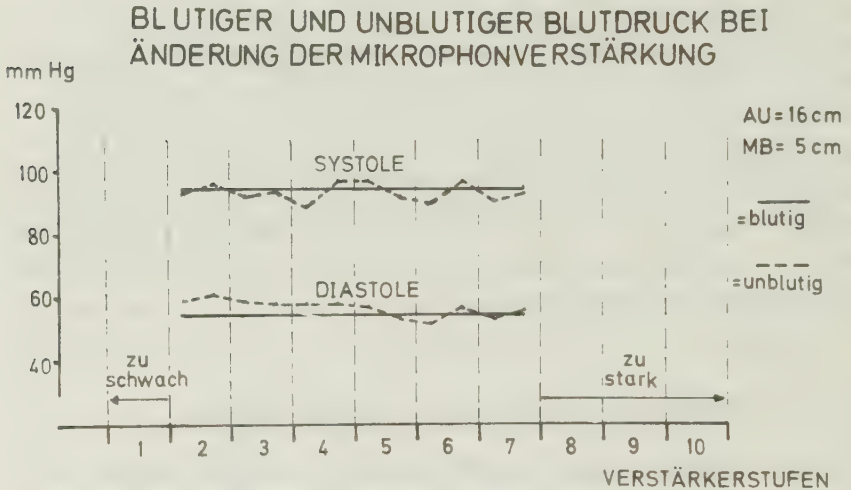


Abb. 13: Der Einfluß der Verstärkung auf die Meßgenauigkeit.

Auf der Abszisse sind die Verstärkerstufen, auf der Ordinate die gemessenen Drucke (mmHg) aufgetragen. Der blutige Druck ist als Konstante eingesetzt.

Stufe Null und 1 sind zu schwach; es entstehen keine Ausschläge. Die Stufen 8, 9 und 10 sind zu stark. Über einen Bereich von 6 Verstärkerstufen ändert sich die Meßgenauigkeit nicht. Die Übereinstimmung von blutigem und unblutigem Blutdruck ist von der Stufe 2 bis zur Stufe 7 gleichbleibend gut.

Welche Verstärkung gewählt werden muß, hängt wiederum von den individuellen Verhältnissen bei den einzelnen Kindern ab. Die Verstärkerstufen, die mit "zu schwach" bezeichnet sind, wird man in der Klinik ebenso wenig wählen wie die Stufen, die mit "zu stark" bezeichnet sind, da einerseits bei zu schwacher Verstärkung keine Ablesung auf dem Registrierpapier möglich ist, andererseits bei zu hoher Verstärkung die Schreiber der Registriereinrichtung abbrechen.

Im praktikablen Bereich also beeinflußt die Veränderung der Verstärkung nicht die Meßgenauigkeit, sondern nur die Amplitude des Schreiberausschlages auf dem Registrierpapier.

IV DISKUSSION

Viele Autoren haben sich mit der Problematik, den Fehlerquellen und den verschiedenen Einflüssen bei der unblutigen Blutdruckmessung befaßt. Die meisten Methoden zur unblutigen Blutdruckmessung sind Manschettenmethoden. An drei Stellen der Meßkette können lokale Einflüsse und Fehlerquellen das Meßergebnis beeinflussen:

1. lokale Einflüsse des Gewebes unter der Manschette, einschließlich der Einflüsse von seiten der Arterie und der Pulswelle,
2. Einflüsse von seiten der Manschette, insbesondere das Verhältnis Umfang der Meßstelle - Manschettenbreite,
3. Fehlerquellen in der nachgeschalteten Meßanordnung (Photozelle, Registriereinrichtung, Oszillograph etc.).

Während v. RECKLINGHAUSEN (69, 70) der Arterienwandspannung keine Bedeutung zumaß, fand KIRSCHSIEPER (42) eine Beeinflussung des Meßergebnisses durch hohe Arterienwandspannung im Sinne einer Überhöhung der gemessenen Werte. Auch der Einfluß des perivaskulären Gewebes wird unterschiedlich beurteilt: v. RECKLINGHAUSEN (69, 70) und KIRSCHSIEPER (42) halten diese Faktoren für nicht relevant, während KEUTH (39, 40) und KOPP (45) eine Beeinflussung des Meßergebnisses durch sie für gegeben halten. Nach v. RECKLINGHAUSEN (69, 70), KENNER und GAUER (38) verändern verschiedene Pulsform, verschiedener intravasaler Widerstand, verschiedener Gefäßquerschnitt, sowie die Schnelligkeit des Aufpumpens und Ablassens des Manschettendruckes das Meßergebnis. Nach BECKMANN (6) treten bisweilen relevante Druckdifferenzen zwischen linkem und rechtem Arm auf, was vor allem bei der blutig-unblutigen Vergleichsmessung berücksichtigt werden muß. Nach KRAUSE und KLEPZIG (47) ist die Lage des Armes wichtig: die Meßstelle muß auf Herzhöhe gebracht werden; eine zu starke Ellenbogenbeugung sowie eine zu starke Ellenbogenstreckung müssen vermieden werden. Nach ANSCHÜTZ (2) fällt der systolische Druck zur Peripherie hin ab und der diastolische nimmt zu. Bekannt ist auch, daß der Blutdruck in Abhängigkeit von

der Atmung beträchtlich schwanken kann.

Die meisten dieser Faktoren sind von außen durch den Untersucher nicht zu beeinflussen. Nur durch richtige Lagerung des Armes, sorgfältige Palpation der Arterie, exakte Fixation des Mikrophons über dem Punkt der maximalen Pulsation, sowie durch straffes Anlegen der Manschette um den Oberarm proximal des Mikrophons können größere Meßfehler vermieden werden.

Der wichtigste Punkt, der bei der unblutigen Messung berücksichtigt werden muß, ist die Wahl der richtigen Manschettenbreite, also das richtige Verhältnis zwischen vorgegebenem Armumfang und angelegter Manschette. Wie oben ausführlich dargelegt, ergibt eine zu schmale Manschette überhöhte, eine zu breite Manschette zu niedrige Meßwerte.

Als erster untersuchte V. RECKLINGHAUSEN im Jahr 1901 den Einfluß der Manschettenbreite auf das Meßergebnis (69). Er fand eine eindeutige Abhängigkeit der Meßgenauigkeit vom Verhältnis Oberarmumfang - Manschettenbreite. An dickeren Armen maß er mit derselben Manschette höhere Werte als an dünneren, oder umgekehrt mit schmäler Manschette an demselben Arm höhere Werte als mit breiter Manschette. In zahlreichen Publikationen wurden diese Untersuchungen seither wiederholt und die Ergebnisse v. RECKLINGHAUSENS bestätigt (2, 14, 23, 28, 35, 38, 39, 40, 42, 43, 44, 45, 47, 65, 68, 70, 73, 75, 83). Besonders hingewiesen sei auf die Arbeit von ROBINOW (73), der 1939 blutig-unblutige Vergleichsmessungen an Kleinkindern durchführte und durch die Verwendung verschiedener Manschettenbreiten die Notwendigkeit erkannte, daß gerade in diesem Alter eine genaue Differenzierung bei der Wahl der verschiedenen Manschettenbreiten in Abhängigkeit vom jeweiligen Armumfang vorgenommen werden muß.

Da in der vorliegenden Arbeit ein neues Gerät auf seine Brauchbarkeit zur unblutigen Blutdruckmessung untersucht wird, müssen die Ergebnisse ROBINOWS mit den eigenen Meßdaten verglichen werden, um festzustellen, ob sie auch bei Anwendung des "INFRATON-TENSIOMAT FIB 3" Gültigkeit haben. Die Abhängigkeit des Meßergebnisses vom

richtigen Verhältnis Oberarmumfang - Manschettenbreite wird im vorhergehenden Kapitel eindeutig bewiesen. Bei unseren Untersuchungen zeigt sich eine strengere Abhängigkeit der unblutigen systolischen Werte von der blutigen Messung als der diastolischen: diastolisch sind meist mehr Manschettenbreiten möglich als systolisch. Da die Verwendbarkeit einer Manschette natürlich systolisch und diastolisch zusammen beurteilt werden muß, limitieren in den meisten Fällen die systolischen Ergebnisse die Anzahl der verwendbaren Manschettenbreiten. Die Klärung der Ursachen dafür waren nicht das Ziel der durchgeführten Untersuchungen.

Das optimale Verhältnis Armumfang - Manschettenbreite kann nicht berechnet werden. Wie ausgeführt, wird das Meßergebnis durch viele Faktoren beeinflusst. Deshalb muß die optimale Manschettenbreite in vielen Untersuchungen mit verschiedenen Armumfängen herausgefunden werden und das Ergebnis statistisch gesichert werden.

Nur blutig-unblutige Vergleichsmessungen können gesicherte Ergebnisse liefern. Deshalb akzeptierten KEUTH (39) und MÜLLER (66) nur die blutig-unblutige Simultanmessung als beweiskräftige Untersuchung. In dieser Arbeit werden die blutig-unblutigen Simultanmessungen zur Grundvoraussetzung für eine aussagekräftige Untersuchung gemacht.

Wie im vorhergehenden Kapitel genau ausgeführt, zeigen schon die graphischen Vorauswertungen, daß bei verschiedenen Armumfängen bestimmte Manschettenbreiten dem blutigen Druck am nächsten kommen. Diese Abhängigkeit der Meßgenauigkeit vom Verhältnis Oberarmumfang - Manschettenbreite wird durch den WILCOXON-Rangtest objektiviert. Nach klinischen Gesichtspunkten scheinen Abweichungen der unblutigen Messungen von den blutigen von ± 10 mmHg tolerabel. Dadurch läßt sich eine Klassifizierung der Manschetten nach ihrer Abweichung vom blutigen Druck durchführen. Optimal sind die Manschetten der Gruppe I mit einer mittleren Abweichung von ± 5 mmHg, tolerabel die Manschetten der Gruppe II mit einer mittleren Abweichung von ± 10 mmHg. Nicht verwendbar sind Manschetten mit einer Abweichung von ± 10 mmHg. Durch die Berechnung einer Re-

gressionsgeraden werden die Manschetten, die bei Armumfängen von 8 cm bis 20 cm verwendet werden müssen, genau festgelegt. Der Korrelationskoeffizient von 0.96 beweist die eindeutige Abhängigkeit der optimalen Manschettenbreite vom Armumfang.

Die eigenen Ergebnisse stimmen voll und ganz mit denen ROBINOWS (73) und anderer Autoren überein.

Unsere Untersuchungen zeigen, daß die Meßgenauigkeit empfindlich von der Wahl der richtigen Manschettenbreite abhängt. ROBINOW verwendet in seinen Untersuchungen einen 5teiligen Manschettensatz. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen jedoch, daß eine noch genauere Differenzierung bei der Auswahl der Manschettenbreiten bei den jeweiligen Armumfängen nötig ist. Ein 9teiliger Manschettensatz, wie er hier verwendet wird, ermöglicht die nötige Differenzierung für Armumfänge von 8 cm bis 20 cm.

Trotzdem diese Abhängigkeit des Meßergebnisses vom Verhältnis Armumfang - Manschettenbreite bereits seit langem bewiesen ist, verwenden viele Autoren bei ihren Untersuchungen zur unblutigen Blutdruckmessung nur eine, in seltenen Fällen 2 Standardmanschettenbreiten (1, 3, 9, 29, 31, 50, 51, 52, 53, 54, 55, 58, 60, 63, 64, 79, 81, 82).

Ebenso führen viele Autoren bei ihren Untersuchungen keine unblutig-blutigen Simultanmessungen durch (3, 4, 17, 24, 26, 27, 31, 33, 36, 50, 55, 56, 57, 60, 62, 64, 71, 75, 80).

Einige Autoren, wie ASHWORTH (3), HEGYI (31), LANG (50, 55) und LEVISON (60), vernachlässigen beide Grundvoraussetzungen: sie veröffentlichen Untersuchungen mit neuen unblutigen Blutdruckmeßmethoden, ohne blutig-unblutige Simultanmessungen durchgeführt oder die Abhängigkeit der optimalen Manschettenbreite vom Armumfang in Rechnung gestellt zu haben.

Da bei diesen Publikationen wichtigste methodische Voraussetzungen nicht erfüllt sind, müssen ihre Ergebnisse und Aussagen einer erheblichen Kritik unterzogen werden.

Eine weitere Fehlerquelle von seiten der Manschette stellt nach KENNER und GAUER (38) der Ventilmechanismus der Manschette dar. Bei undersystolischen, aber überdiastolischen Manschetten- drucken läßt die Manschette zwar arterielles Blut in die Peripherie, stoppt aber den venösen Rückfluß. Dies führt zur Überhöhung des diastolischen Druckes distal der Manschette. Auf dem Maximum der diastolischen Überhöhung erlöschen die KOROTKOFF-Töne: es ent- steht die sogenannte "auskultatorische Lücke". Der Verlauf der KOROTKOFF-Töne zeigt zwei Maxima. Da der "INFRATON-TENSIO- MAT FIB 3" nach dem Prinzip der Auskultation der KOROTKOFF- Töne arbeitet, kann dieses Phänomen auch bei diesem Gerät auftre- ten. Die "auskultatorische Lücke" stellt sich auf dem Registrierpa- pier folgendermaßen dar:

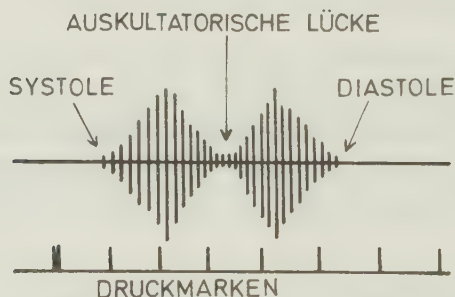


Abb. 14: Registrierbeispiel bei auskultatorischer Lücke.

Zur Ablesung des Blutdruckes werden die beiden Maxima zu einem einzigen Maximum vereint. Der erste Ausschlag auf dem Registrier- papier wird als Systole, der letzte als Diastole abgelesen.

Ebenfalls durch den Ventilmechanismus der Manschette ist das Phä- nomen bedingt, daß die KOROTKOFF-Töne in der Diastole zwar deut- lich leiser werden, aber nicht verschwinden (38). Nach KENNER und GAUER muß in diesem Fall das plötzliche Leiserwerden, die deut- liche Veränderung des Klangcharakters der KOROTKOFF-Töne, als

diastolisches Kriterium genommen werden.

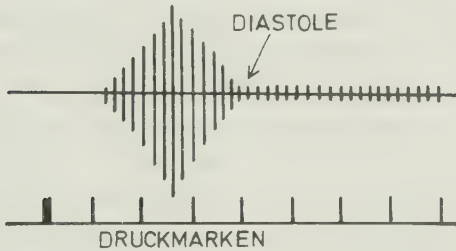


Abb. 15: Registrierbeispiel bei Persistieren der KOROTKOFF-Töne.

Die Abbildung Nr. 15 zeigt die gute Abgrenzbarkeit der Diastole von den persistierenden KOROTKOFF-Tönen. Die Änderung des Ausschlägemusters in der Diastole ist sehr gut erkennbar, so daß keine Meßfehler auftreten.

Die Fehlerquellen, die durch die nachgeschaltete Meßapparatur entstehen, sind methodisch bedingt und daher von Methode zu Methode verschieden. Es würde den Rahmen dieser Arbeit sprengen, auf die Besonderheiten der anderen Methoden zur unblutigen Blutdruckmessung einzugehen.

Beim "INFRATON-TENSIOMAT FIB 3" kann am leichtesten eine Fehlmessung durch Verschmutzung oder Verlegung des pneumatischen Drucksystems einschließlich der Manschette auftreten. Deshalb müssen regelmäßig die Leitungswege (Anschlußstutzen, Druckschlauch der Manschette) des pneumatischen Systems gereinigt werden.

Verschieden hohe Verstärkereinstellungen beeinflussen die Meßgenauigkeit nicht. Zu schwache oder zu hohe Verstärkungen werden im klinischen Betrieb sicher vermieden durch das Bestreben, gut ablesbare Blutdruckregistrierungen zu erhalten. Bei zu schwacher Verstärkung erscheinen keine Ausschläge auf dem Registrierpapier,

bei zu hoher Verstärkung brechen die Schreiber der Registriereinrichtung ab. Es muß außerdem darauf geachtet werden, daß das Mikrophon genau über der Arterie liegt und beim Anlegen der Manschette oder durch andere Manipulationen nicht verrutscht.

Ein großer Vorteil der Methode RIVA-ROCCI-KOROTKOFF, nach der dieses Gerät arbeitet, besteht in der exakten Meßbarkeit auch des diastolischen Blutdruckes. Mit den meisten anderen Methoden zur unblutigen Blutdruckmessung ist zwar mit guter Genauigkeit der systolische, nicht aber der diastolische Blutdruck zu messen: das gilt auch für die bekannteren Methoden, wie die Flush-Methode, die Impedanz-Plethysmographie, die elektrooszillographische Methode und die Ultraschall-Doppler-Methode. Krankheiten, die mit einer Veränderung des diastolischen Blutdruckes oder des arteriellen Mitteldruckes einhergehen, wie manche Hypo- und Hypertonien oder andere vegetative Störungen, können mit diesen Methoden nicht erkannt werden.

Der "INFRATON-TENSIOMAT FIB 3" kann wahlweise halbautomatisch oder vollautomatisch betrieben werden. Bei vollautomatischem Betrieb können an einem Zeitschalter Zeitintervalle zwischen den Einzelmessungen in einem Bereich von 3 bis 60 Minuten beziehungsweise bei dem neuesten Gerätetyp von 1 bis 60 Minuten eingestellt werden. In diesen Zeitabständen führt das Gerät automatisch die Blutdruckmessungen durch. Bei halbautomatischem Betrieb wird jede Einzelmessung durch Knopfdruck gestartet, dann läuft der Meßvorgang automatisch ab. Eine Messung dauert etwa 25 Sekunden. Dieser Einsatz als vollautomatisches Blutdruckmeßgerät ist gerade für die pädiatrische und die kinderchirurgische Intensivpflege beziehungsweise die peroperative Blutdrucküberwachung von großer Bedeutung, wie sich an unserer Klinik bereits erwiesen hat.

Ein weiterer Vorteil der automatisch-graphischen Registrierung besteht darin, daß im Gegensatz zur akustischen Blutdruckmessung mit dem Stethoskop die Möglichkeit der jederzeit nachprüfbaren Dokumentation gegeben ist.

Zwischen den einzelnen Meßvorgängen bleiben Mikrophon und Man-

schette am Arm des Patienten fixiert. Die Messungen werden von Neugeborenen und Säuglingen nicht oder nur in sehr geringem Maße bemerkt. Die Irritation des Patienten ist auf ein Minimum beschränkt.

Das einfache Fixieren des Mikrophons über der distalen Arteria brachialis, das einfache Anlegen der Manschette, die Möglichkeit der Verstärkung der KOROTKOFF-Töne, der wahlweise halb- oder vollautomatische Betrieb und die schnelle Durchführung der Einzelmessungen garantieren eine einfache und sichere Anwendung des "INFRATON-TENSIOMAT FIB 3". Zusammen mit der im vorhergehenden Kapitel dargelegten Meßgenauigkeit erfüllt dieses Gerät bei Anwendung der richtigen Manschettenbreite die von LANG aufgestellten Forderungen an eine in der Routine anwendbare Blutdruckmeßmethode für das Neugeborenen- und Säuglingsalter in vollem Umfang: die einfache Anwendung, die hohe Meßgenauigkeit, die hohe Empfindlichkeit der Methode, die geringe Irritation des Patienten und die schnelle Durchführbarkeit der Messungen.

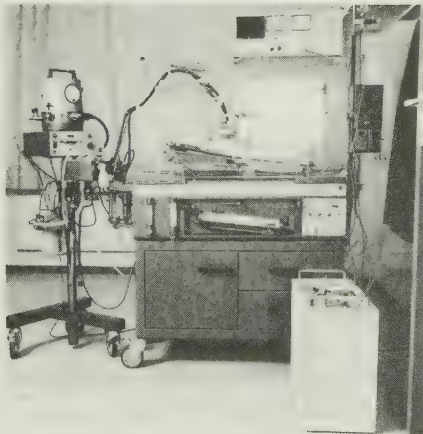


Abb. 16: Der "Infraton-Tensiomat FIB 3" beim Einsatz in der postoperativen Intensivpflege.

V ZUSAMMENFASSUNG

Bei 36 Kindern im Alter von 1 Tag bis zu 11 Jahren, bei denen große chirurgische Eingriffe durchgeführt werden mußten, werden unblutige Vergleichsmessungen zur Prüfung eines neuen Gerätes zur unblutigen Blutdruckmessung, des "INFRATON-TENSIOMAT FIB 3" der Firma BOUCKE/Tübingen, durchgeführt.

Die blutige Messung wird über einen Arterienkatheter, der in die Arteria radialis eingelegt und zur distalen Arteria brachialis vorgeschoben wird, mit einem daran angeschlossenen Transducer (STATHAM P 23 Db; Firma HATO REY, Puerto Rico), einem Perfusor (PERFUSOR 5002; Firma INFORS AG, Basel) und einer Druckmonitor-Einheit (Elektromanometer und Separator, U-Kanal-Oszilloskop; Firma SIEMENS, Erlangen) durchgeführt.

Die Arbeitsweise des "INFRATON-TENSIOMAT FIB 3" basiert auf der Auskultationsmethode nach RIVA-ROCCI-KOROTKOFF. Das bei dieser Methode angewandte Stethoskop ist hier durch ein hochempfindliches Körperschallmikrophon ersetzt, dessen Funktionsprinzip 1952 von H. BOUCKE und K. BRECHT entwickelt wurde. Für die unblutige Blutdruckmessung im Neugeborenen- und Säuglingsalter wurde ein besonders kleines Mikrophon entwickelt, dessen höchste Empfindlichkeit im Frequenzbereich der KOROTKOFF-Töne liegt.

Die Registrierung der KOROTKOFF-Töne erfolgt graphisch durch die Ausschläge der Schreiber einer Registriereinrichtung. Das Gerät läßt sich wahlweise halb- oder vollautomatisch betreiben.

Von den 36 Untersuchungen können 5 Fälle aufgrund technischer Mängel nicht ausgewertet werden.

Von entscheidender Bedeutung für das Meßergebnis ist das Verhältnis Oberarmumfang - Manschettenbreite. Bei den Untersuchungen wird ein 9teiliger Manschettensatz mit Manschettenbreiten von 2 cm bis 10 cm verwendet. Manschetten, die im Verhältnis zu einem vorgegebenen Armumfang zu schmal sind, ergeben gegenüber der blutigen Messung zu hohe Meßwerte. Manschetten, die zu breit sind, ergeben

zu niedrige Meßwerte.

Manschettenbreiten mit einer mittleren Abweichung vom blutigen Druck von $\leq \pm 5$ mmHg werden als optimal, Manschettenbreiten mit einer Abweichung von $\leq \pm 10$ mmHg im Hinblick auf klinische Belange als tolerabel definiert.

Die Armumfänge der Kinder, die untersucht wurden, liegen zwischen 8.5 cm und 20 cm. Jedem dieser Armumfänge läßt sich eine optimale Manschettenbreite zuordnen. Es ergibt sich eine lineare Abhängigkeit der optimalen Manschettenbreiten vom Armumfang. In zwei Fällen fallen die optimalen Manschettenbreiten aus der linearen Abhängigkeit heraus; es zeigt sich, daß in beiden Fällen extreme Ernährungsverhältnisse vorliegen, die nicht als repräsentativ gewertet werden dürfen. Deshalb werden diese beiden Fälle nicht zur weiteren Auswertung herangezogen. Aus den übrigen 29 Fällen wird eine Regressionsgerade zwischen Armumfang und Manschettenbreite errechnet, die einen Korrelationskoeffizienten von 0.96 aufweist. Anhand dieser Regressionsgeraden läßt sich eine Tabelle aufstellen, aus der die Manschettenbreiten, die bei Armumfängen von 8 cm bis 20 cm die besten Ergebnisse liefern, abzulesen sind.

Verschieden hohe Verstärkung der KOROTKOFF-Töne hat über einen weiten Verstärkungsbereich keinen Einfluß auf die Meßgenauigkeit.

Durch die hohe Meßgenauigkeit, die Ausstattung mit einem 9teiligen Manschettensatz zur exakten Anpassung an die individuellen Verhältnisse, die einfache Anwendung und den wahlweise halb- oder vollautomatischen Betrieb erfüllt die Methode der unblutigen Blutdruckmessung mit dem "INFRATON. TENSIO MAT F I B 3" alle Anforderungen, die an eine zuverlässige Methode zur routinemäßigen Blutdruckkontrolle in der pädiatrischen und kinderchirurgischen Überwachung und Intensivpflege gestellt werden.

VI LITERATURVERZEICHNIS

- (1) A.F.ABT, B.F. FEINGOLD
Der Blutdruck bei normalen Säuglingen und Kindern
Kinderärztliche Praxis 2, (516 - 521) 1931
- (2) F. ANSCHÜTZ, E. BURKERT
Der Fehler der auskultatorischen Blutdruckmessung nach
RIVA-ROCCI-KOROTKOFF an umfangreichen Weichteilen.
Z. Kreislaufforschung 43, (335 - 343) 1954
- (3) A.M. ASHWORTH, G.M. NELIGAN, J.E. ROGERS
Sphygmomanometer for the newborn
Lancet 1959 I, (801 - 804)
- (4) G.R. BALL, J. PALLETT, J.P. SHILLINGFORD
An automatic finger blood pressure recorder
Lancet 1961 II, (1178 - 1180)
- (5) E. BAUEREISEN, M. PAERISCH, R. SCHMERSE
Experimentelle Kritik graphischer Verfahren zur indirekten
Blutdruckmessung
Z.f.d.ges.Innere Medizin 8, (1077 - 1084) 1953
- (6) A. BECKMANN
Lokale und allgemeine Blutdruckreaktion infolge von Beeinflussungen an den oberen Extremitäten
Z. Kreislaufforschung 41, (454 - 472) 1952
- (7) H. BERGER, G. STRAUSS, H. VORHERR
Vergleichende direkte und indirekte Blutdruckmessungen bei
Neugeborenen in den ersten Lebensstunden
Z. Kinderheilkunde 86, (247 - 251) 1962
- (8) A. BINGEL
Über die Messung des diastolischen Druckes beim Menschen.
Münchener Med. Wschr. 1906, (1246 - 1248)

- (9) J. BLACK, N. KONTRAPU, H. MASSIE
Application of Doppler ultrasound to blood pressure in small infants
J. Pediatrics 81, (932 - 935) 1972
- (10) K. BRECHT, H. BOUCKE
Neues elektrostatisches Tieftonmikrophon und seine Anwendung in der Sphygmographie
Pflügers Archiv f.d.ges. Physiologie 256, (43 - 54) 1952
- (11) ---
Eine Methode zur Ermittlung des Blutdruckes am Menschen mit Hilfe des EKG-Apparates.
Klin. Wschr. 1953, (668 - 670)
- (12) ---
Ein Verfahren zur graphischen Ermittlung des systolischen und des diastolischen Blutdruckes in den größeren und den kleineren Arterien des Menschen.
Klin. Wschr. 1954, (76 - 79)
- (13) H. BOUCKE, K. BRECHT
Ein neuer elektrischer Pulsschreiber und seine einfache Anwendung in der ärztlichen Praxis.
Deutsche Med. Wschr. 77, (562) 1952
- (14) G.E. BURCH, L. SHEWEY
Sphygmomanometric cuff size and blood pressure recordings
JAMA 225/10, (1215 - 1218) 1973
- (15) R.C. CAMPBELL
Statistische Methoden für Biologie und Medizin
Thieme Verlag Stuttgart 1971, (46 - 47)
- (16) B.E. CAPPE
Systolic pressure determination in newborn and infants
Anesthesiology 13, (648) 1952

- (17) O. CELANDER, G. THUNELL
The "Mercury-In-Rubber" strain gauge for measurement of
blood pressure and peripheral circulation in newborn infants
Acta Paed. 50, (505 - 510) 1961

- (18) R. DAY
Blood pressure determination in children; effect of width of the
cuff.
J. Pediatrics 14, (148) 1939

- (19) A.J. DEUELING
Measurement of blood pressure in the brach. and post. tibial
arteries using Doppler method
J. Pediatrics 82/3, (498) 1973

- (20) Documenta GEIGY
Wissenschaftliche Tabellen
J.R. Geigy AG; Pharmazeutische Abteilung Basel
1960, (128; 170.24)

- (21) H.C. DRUBE, F. ANSCHÜTZ
Über das Auftreten von Kubitalispulsen ohne Arterientöne bei
der Blutdruckmessung nach RIVA-ROCCI-KOROTKOFF.
Z. KREISLAUFFORSCHUNG 43, (534 - 537) 1954

- (22) E. EDENS
Die Krankheiten des Herzens und der Gefäße.
Springer Verlag Berlin 1929

- (23) R.K. ENDRES, D. GOLDRING, M.R. BEHRER
Blood pressure studies in infants and children with an electric
microphone.
J. Pediatrics 52, (1 - 15) 1958

- (24) J.O. FORFAR, M.A. KIBEL
Blood pressure in newborn infants estimated by the flush-method.
Arch. Dis. Child. 31, (126 - 130) 1956

- (25) O. FRANK, K. WEZLER
Zur Bestimmung des Blutdruckes beim Menschen.
Z. Biologie 91, (439 - 441) 1931
- (26) T. GATI, K. GERGELY, S. ROZSA
Über die Blutdruckmessung bei Frühgeborenen.
Helvetia Paed. Acta 16, (368 - 372) 1961
- (27) D. GOLDRING, H. WOHLTMANN
Flush-method for blood pressure determinations in newborn infants.
J. Pediatrics 40, (285 - 289) 1952
- (28) H.G. GOODMAN, G.R. CUMMING, M.B. RABER
Photocell oscilometer for measuring systolic pressure in newborn.
Amer. J. Dis. Child. 103, (152 - 159) 1962
- (29) J.M. GUPTA, J.W. SCOPES
Observations on blood pressure in newborn infants.
Arch. Dis. Child. 40, (214) 1965
- (30) J. HAUMANN, C. MORGENSTERN, H. HARTMANN
Vergleichende Blutdruckmessungen in der A.femoralis, an der A.brachialis und am Auge beim gesunden Menschen.
Der Anaesthesist 14/12, (349 - 351) 1965
- (31) I. HEGYI
Einfacher Adapter zur Blutdruckmessung bei Säuglingen und Frühgeborenen.
Acta Paed. Hungarica 6, (205 - 209) 1965
- (32) A. HERNADEZ, D. GOLDRING, A.F. HARTMANN
Measurement of blood pressure in infants and children by the Doppler ultrasonic technique.
Pediatrics 48, (788 - 794) 1971

- (33) E. HOEN
Die Messung des Blutdruckes beim Säugling.
Z. Kinderheilkunde 70, (441 - 458) 1952
- (34) K.M. JANIS, W.T. KEMMERER, C.O. HAGOOD
Doppler blood pressure measurement in infants and small children.
J. Pediatric Surgery 6/1, (70 - 72) 1971
- (35) H.A. JOOS, C.G. LITTLEJOHN, K.S. BAO, R.E. STANTON
Arterial blood pressure in infancy and childhood by direct and indirect Methods.
Amer. J. Dis. Child. 100, (526) 1960
- (36) J. KAMARAS, F. LANCOS, G. SIMON, J. KELEMEN
Photoelektrische Registrierung des Blutdruckes im Säuglingsalter mit der Anwendung des Oxymeter-Gerätes.
Kinderärztliche Praxis 3/1965 (109 - 112)
- (37) W.T. KEMMERER, H.F. STEGALL, W.E. EVANS
Indirect measurement of human blood pressure by the Doppler ultrasonic technique.
Surgical Forum 18, (163 - 165) 1967
- (38) TH. KENNER, O.H. GAUER
Untersuchungen zur Theorie der auskultatorischen Blutdruckmessung.
Pflügers Archiv f.d.ges. Physiologie 275, (23 - 45) 1962
- (39) U. KEUTH
Sphygmographische Blutdruckmessung bei Säuglingen mit dem "Infraton-System".
Z. Kinderheilkunde 76, (107 - 119) 1955
- (40) ---
Ergebnisse sphygmographischer Blutdruckmessung beim Säugling.
Z. Kinderheilkunde 77, (443 - 453) 1955

- (41) R.R. KIRBY
Transcutaneous Doppler Measurement of blood pressure,
Anesthesiology 31, (86) 1969
- (42) H.M. KIRSCHSIEPER
Über die indirekte Blutdruckmessung am Menschen. Die Bedeutung elastischer Faktoren für das Meßergebnis.
Z. Kinderheilkunde 74, (158 - 166) 1954
- (43) ---
Der Einfluß des Umfanges der Meßstelle
Z. Kinderheilkunde 71, (422 - 431) 1952
- (44) ---
Bestimmung des arteriellen Blutdruckes
Handbuch f. Kinderheilkunde II/1 1966
Springer Verlag Berlin
- (45) H. KOPP
Ein Beitrag zur Erklärung der nach RIVA-ROCCI überhöht gemessenen Blutdruckwerte bei gesunden Sportlern.
Sportarzt und Sportmedizin 7/1964 (205 - 212)
- (46) KOROTKOFF
Bericht der militärärztlichen Akademie St. Petersburg 5 1905
Zitiert nach v. Recklinghausen Steinkopff Verlag Dresden -
Leipzig 1940
- (47) G. KRAUSE, H. KLEPZIG
Die Abhängigkeit des Blutdruckmeßwertes von der Lage des Armes bei der indirekten Messung.
Z. Kreislaufforschung 52, (927 - 934) 1963
- (48) B. KRÖNIG, J. JAHNECKE
Blutdruck-Telemetrie und Mikrokatheter
Medical Tribune 43a/1972

- (49) V.O. LANG
Vollautomatische Blutdruck- und Pulsregistrierung zur intra- und postoperativen Kreislaufüberwachung.
Langenbecks Archiv f. klin. Chir. 313, (752 - 735) 1965
- (50) ---
Ein neues Gerät zur automatischen Registrierung von Blutdruck, peripherem Puls und EKG in der Pädiatrie.
Mschr. f. Kinderheilkunde 115/3, (105 - 109) 1967
- (51) ---
Untersuchungen über die Wirkung gebräuchlicher Depot-Kreislaufmittel im Säuglingsalter
Teil I: Zur Kreislaufwirkung von Depot-Novadral
Mschr. f. Kinderheilkunde 115/6, (371 - 375) 1967
- (52) ---
Teil II: Zur Kreislaufwirkung von Depot-Effortil
Mschr. f. Kinderheilkunde 115/6, (375 - 379) 1967
- (53) V.O. LANG
Über die Wirkung von vasokonstriktorischem Pharmaka im Säuglingsalter.
Pädiatrische Praxis 6, (351 - 356) 1967
- (54) ---
Über die Wirkung einiger synthetischer und natürlicher NNR-Hormone auf den Kreislauf im Säuglingsalter.
Z. Kinderheilkunde 102, (156 - 165) 1968
- (55) ---
Die Blutdruckmessung im Säuglingsalter
Pädiatrische Praxis 7, (497 - 501) 1968
- (56) ---
Zur Blutdruckmessung im Säuglingsalter
I. Der Einfluß verschiedener Manschettenbreiten auf den gemessenen Blutdruckwert.
Z. Kinderheilkunde 105, (156 - 164) 1969

(57) ---

II. Der Einfluß verschiedener Meßverfahren auf den erhaltenen
Blutdruckwert.

Z. Kinderheilkunde 105, (165 - 171) 1969

(58) ---

Die routinemäßige Blutdruckmessung bei Frühgeborenen und
Säuglingen und ihre Bedeutung

Sonderdruck Päd. Intensivpflege. Bericht über das 1. Symposium
vom 17. u. 18. April in Mainz.

Beihefte zum Archiv f. Kinderheilkunde 63. Heft

Ferdinand Enke Verlag Stuttgart 1971

(59) ---

Die indirekte Bestimmung der systolischen und diastolischen
Blutdruckwerte bei Früh-, Neugeborenen und Säuglingen nach
dem elektrooszillographischen und dem Ultraschall-Doppler-
Prinzip.

Mschr. Kinderheilkunde 121, (131 - 134) 1973

(60) H. LEVISON, B.S. KIDD, P.A. GEMMELL, P.R. SWYER
Blood pressure in normal full - term and premature infants.
Amer. J. Dis. Child. 111, (374 - 379) 1966

(61) E.J. MAREY

Recherches sur le pouls au moyen d'un nouveau appareil
enregistreur: le Sphygmographe

Gaz. med. Paris 1860 (zit. nach v. Recklinghausen

Steinkopff Verlag Dresden - Leipzig 1940)

(62) G.W. McLAUGHLIN, R.R. KIRBY, W.T. KEMMERER,
R.A. de LEMOS

Indirect measurement of blood pressure in infants utilizing
Doppler ultrasound

J. Pediatrics 79, (300 - 303) 1971

- (63) R.L. MORSE, G.L. BROWNELL, J.H. CURRENS
The blood pressure of newborn infants: indirect determination
by an automatic blood pressure recorder in 20 infants.
Pediatrics 25, (50 - 53) 1960
- (64) A.J. MOSS, W. LIEBLING, F.H. ADAMS
The flush-method for determining blood pressure in infants.
Pediatrics 21, (950 - 957) 1958
- (65) ---
Flush blood pressure and intraarterial pressure
Amer. J. Dis. Child. 107, (489 - 491) 1964
- (66) O. MÜLLER, K. BLAUDEL
Zur Kritik des RIVA-ROCCI schen und GÄRTNERSchen Sphygmo-
manometers. Untersuchungen bei Amputationen.
Deutsches Arch. f. klin. Med. 91, (517 - 553) 1907
- (67) R. NYBERG, B. WESTIN
The arterial blood pressure of the newborn infant
Acta Paed. (Uppsala) 47, (357 - 360) 1958
- (68) CH. RAGAN, J. BORDLEY
The accuracy of clinical measurements of arterial blood
pressure
Bull. John Hopkins Hospital 69, (504 - 528) 1941
- (69) H. v. RECKLINGHAUSEN
Über Blutdruckmessung beim Menschen
Arch. f. exp. Pathologie 46, (78 - 132) 1901
- (70) ---
Blutdruckmessung und Kreislauf in den Arterien des Menschen.
Steinkopff Verlag Dresden - Leipzig 1940
- (71) J. REINHOLD, M. PYM
The determination of blood pressure in infants by the flush-
method.
Arch. Dis. Child. 30, (127 - 129) 1954

- (72) RIVA-ROCCI
Un nuovo sfigmomanometro
Gaz. med. Torino 1896 (zit. nach v. Recklinghausen)
Steinkopff Verlag Dresden - Leipzig 1940
- (73) M.ROBINOW, W.F. HAMILTON, R.A. WOODBURY, R.P.
VOLPITTO
Accuracy of clinical determinations of blood pressure in
children.
Amer. J. Dis. Child. 58, (102 - 118) 1939
- (74) L. SACHS
Statistische Auswertungsmethoden
Springer Verlag Berlin 1969, (312 - 314)
- (75) A.J. SCHAFFER
Neonatal blood pressure studies
Amer. J. Dis. Child. 89, (204 - 209) 1955
- (76) A. SEITZ, F. BECKER
Über den Blutdruck bei Neugeborenen
Zentralblatt f. Gynäkologie 1920 (1338 - 1342)
- (77) W. SIEGENTHALER
Klinische Pathophysiologie
Thieme Verlag Stuttgart 1970 (566)
- (78) W. SIEGENTHALER
Klinische Pathophysiologie
Thieme Verlag Stuttgart 1970 (549)
- (79) H.F. STEGALL, M.B. KARDON, W.T. KEMMERER
Indirect measurement of arterial blood pressure by ultrasonic
sphygmomanometry.
J. of appl. physiology 25, (793 - 798) 1968
- (80) M.P. SULLIVAN, M. KOBAYASHI
Evaluation of the flush technique for determination of blood
pressure in infancy.
Pediatrics 15, (84 - 87) 1955

- (81) A. TAHIR, J. ADRIANI

The arteriosonde in the operating and recovery rooms
Symposium: clinical experience with the arteriosonde
February 13, 1970, Roche Medical Electronics Division
Hoffmann - La Roche, Cranbury, New Jersey

- (82) K. WIEDEMANN

Arteriosonde - ein Gerät zur unblutigen Messung des arteriellen
Druckes mit der Ultraschall-Doppler-Methode.
Z. f. prakt. Anästhesie 7, (60 - 62) 1972

- (83) R.A. WOODBURY, M. ROBINOW, W.F. HAMILTON

Blood pressure studies in infants
Amer. J. of Physiology 122, (472) 1938

VII LEBENSLAUF

Am 18. Januar 1947 wurde ich als zweites Kind des Lehrerehepaares Alois und Genoveva Angerpointner in München geboren.

Von 1953 bis 1957 besuchte ich die Volksschule. 1957 wechselte ich an das humanistische Ludwigs-Gymnasium, München, über und legte dort 1966 das Abitur ab.

Von 1966 bis 1968 leistete ich den Wehrdienst ab.

Im Wintersemester 1968/69 nahm ich an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München das Medizinstudium auf. Nach erfolgreich abgelegtem Vorphysikum und Physikum bestand ich im Frühjahr 1974 das medizinische Staatsexamen.

Seit 1967 bin ich mit Elisabeth Angerpointner, geb. Simm, verheiratet.

